

Universität Zürich, Zentrum für Zahnmedizin
Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin

Arbeit unter Leitung von Dr. med. dent. Andreas Ender und
Dipl. Ing. Bogna Stawarczyk, MSc

**Bruchlast- und Randspaltverhalten sowie Frakturanalyse von
adhäsiv zementierten Kunststoff- und Keramikinlays**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Zürich

vorgelegt von
Stefan Patrick Bienz
von Oberstammheim ZH

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin
Zürich 2013

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Zusammenfassung	2
2. Einleitung	4
3. Material und Methode	7
3.1. Vorbereitung und Herstellung der Prüfkörper	7
3.2. Randspaltmessung	13
3.3. Kausimulation	13
3.4. Messung der Bruchlast	14
3.5. Frakturanalyse	15
3.6. Statistik	15
4. Resultate	16
4.1. Bruchlastversuch	16
4.2. Randspaltanalyse	17
4.3. Frakturanalyse	22
5. Diskussion	23
6. Schlussfolgerung	27
7. Literaturverzeichnis	28
8. Verdankungen	34
9. Curriculum Vitae	35

1. Zusammenfassung

Ziel der Studie: Das Ziel dieser Untersuchung war, CAD/CAM verarbeitete Kunststoffinlays sowie neuartige Materialien bezüglich der Zementfuge und der Bruchlast einerseits mit den etablierten CAD/CAM Glaskeramikinlays, andererseits mit einer direkten Kompositfüllung zu vergleichen. Die Nullhypothese dieser Arbeit lautete, es gibt zwischen allen Gruppen keine Unterschiede in Bezug auf die Bruchlast, das Randspaltverhalten sowie der Frakturmuster.

Material und Methoden: Die in-vitro-Untersuchung beschäftigt sich mit mesial-okklusal-distalen Kavitäten bei Molaren, welche an kariesfreien extrahierten Molaren nach gleichen Parametern präpariert wurden. Es wurden insgesamt 72 Zähne präpariert und anschliessend randomisiert in sechs Gruppen (n=12) aufgeteilt. Die positive Kontrollgruppe (EVA, Empress CAD und Variolink II) wurde mit CAD/CAM gefertigten Glaskeramikinlays und einem konventionellen Kompositbefestigungsmaterial versorgt. Die negative Kontrollgruppe (FOP, Filtek Supreme und Optibond FL) wurde mit direkten Kompositfüllungen versehen. Eine weitere Gruppe wurde mit CAD/CAM hergestellten Softkeramik-Inlays (SVA, Soft Keramik und Variolink II) und einem konventionellen Kompositbefestigungsmaterial versorgt. Ebenfalls mit demselben Befestigungsmaterial eingesetzt wurde die kunststoffinfiltrierte Glaskeramik (RVA, „resin infiltrated ceramic“ und Variolink II). Zwei weitere Gruppen wurden mittels CAD/CAM gefertigten PMMA-basierten Inlays versorgt. Die PMMA-basierten Inlays wurden einmal mit einem selbstadhäsiven Kompositbefestigungsmaterial (ARX, artBloc Temp und RelyX Unicem) und einmal mit einem konventionellen Kompositbefestigungsmaterial (AAC, artBloc Temp und artCem GI) versorgt.

Zur Untersuchung der Zementfuge wurden von allen Zähnen Abformungen genommen. Anschliessend wurden die Gruppen im Kausimulator mit 1.2 Mio Kauzyklen gealtert. Gleichzeitig wurde ein Thermolastwechsel mit 6000 Zyklen mit Temperaturen zwischen 5°C und 50°C durchgeführt. Nach der Kausimulation wurden erneut Abformungen für die Randspaltauswertung hergestellt und die Bruchlast der versorgten Zähne geprüft. Dazu wurden die Prüfkörper axial bis zum Bruch belastet. Abschliessend wurden die Frakturbilder der rekonstruierten Kronen analysiert.

Die erzielten Resultate wurden mittels three-way ANOVA, one-way ANOVA mit dem post-hoc Test nach Scheffé und χ^2 Test ausgewertet.

Resultate: Beim Bruchlastversuch wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden ($p < 0.05$). In der Randspaltanalyse zeigte sich bei den Gruppen FOP und AAC bereits vor der Kausimulation eine gegenüber der anderen Gruppen verminderte Randqualität. Nach der Kausimulation wurde dieser Unterschied signifikant deutlicher. Mit über 90% kontinuierlichem Rand nach Kausimulation bewiesen die Gruppen EVA und ARX die beste Randqualität, bei allen Gruppen wurde aber eine signifikante Verminderung durch die Kausimulation festgestellt. Die Frakturanalyse zeigte eine signifikant bessere Stabilität bei den PMMA Materialien der Gruppen AAC und ARX. Allerdings zeigten diese Gruppen häufiger Frakturen am Zahn.

Schlussfolgerung: Die mit selbstadhäsivem Kompositbefestigungsmaterial eingesetzten PMMA-Inlays (ARX) sind hinsichtlich Randspalt und Bruchlast vergleichbar mit der positiven Kontrollgruppe (EVA). Für die neuen Materialien der Gruppen SVA und RVA müssen weitere Untersuchungen folgen um eine optimale Konditionierung zu finden. Die vermehrten Frakturen innerhalb des Zahnes bei den Gruppen AAC und ARX sprechen für einen verminderten Stabilisierungseffekt des restaurierten Gesamtsystems aus Zahn und Füllung und müssen kritisch betrachtet werden.

2. Einleitung

Bereits im Jahr 1985 erschien das erste klinisch anwendbare CAD/CAM System (computer-aided design and computer-aided manufacturing), das sogenannte Cerec-System. Die Entwicklung dieses CAD/CAM Systems erfolgte an der Universität Zürich durch Prof. Mörmann und Dr. Brandestini. Mittels dieses Systems wurde es möglich, Zahnschubstanzverluste direkt am Patienten prothetisch zu versorgen [1]. Somit wurde nicht nur Zeit, sondern auch zahntechnische Leistung eingespart. Patienten konnten ab sofort mit Einzelrekonstruktionen innerhalb nur einer Sitzung versorgt werden. Schon damals wurde überlegt, ob Kunststoffe oder Keramiken die bessere Wahl für eine zahnfarbene Rekonstruktion sind [2]. Die CAD/CAM Technologie ermöglicht die Verwendung von industriell hergestellten Rohlingen, welche unter kontrollierten Bedingungen produziert werden und somit die höchstmögliche und standardisierte Qualität des Materials bieten können. Die Verwendung von adhäsiv befestigten, ästhetischen Keramikinlays ist ein etabliertes Konzept, untermauert von klinischen Langzeitstudien [3,4]. Heute stehen auch Komposit- und PMMA-basierte Materialien zur Verfügung [5-8]. Komposite sind Gemische aus mehreren Monomeren, meist Dimethacrylaten und bestehen aus der sogenannten Monomermatrix, der verschiedene organische und anorganische Füllstoffe zugefügt werden. PMMA-basierte Kunststoffe dagegen bestehen aus Monomethacrylaten mit nur einer Kohlenstoffdoppelbindung. Die CAD/CAM Kunststoffrohlinge werden industriell unter einem hohen Druck und Hitze polymerisiert. Diese industrielle Polymerisation bewirkt, dass die Kunststoffrohlinge signifikant höhere mechanische Eigenschaften im Vergleich zu den konventionell polymerisierten Kunststoffen erreichen. Dazu wurden bereits In-vitro-Studien durchgeführt, die zeigen, dass manuell polymerisierte Kunststoffe (Eierschalen- oder Direkt-Provisorien) signifikant tiefere und nicht langzeitstabile Bruchlasten zeigen als die CAD/CAM hergestellten Provisorien [5,7,8].

Eine weitere Studie vergleicht die Bruchlastwerte von dreigliedrigen CAD/CAM hergestellten Brücken aus Kunststoff mit Glaskeramikbrücken. Dabei wurde beobachtet, dass nach einer Alterung im Kausimulator von 1.2 Mio Kauzyklen mit einem zusätzlichen Thermolastwechsel, die Kunststoffbrücken, im Vergleich zu den Brücken aus Glaskeramik, signifikant höhere und vor allem stabilere Bruchlasten erreichten [8]. Weitere Studien belegen die hohe Resistenz von CAD/CAM

gefertigten Komposit Overlays bei wurzelbehandelten Prämolaren und Molaren bezüglich der Bruchlast und Alterung [9-11]. In Bezug auf die Farbstabilität wurden in einer klinischen Studie nach drei Jahren Beobachtungszeit signifikant höhere Verfärbungsraten bei Kunststoffen als bei Glaskeramikrekonstruktionen beobachtet, allerdings gab es keine Unterschiede bei der Erfolgsrate [12]. Eine weitere klinische Studie mit einer Beobachtungszeit von fünf Jahren beschäftigte sich mit Misserfolgsraten, dem Vorhandensein von okklusalen Kontakten, Plaqueakkumulation und der ästhetischen und funktionellen Bewertung der Patienten von 114 eingesetzten Kompositeinzelkronen [13]. Bei den Kunststoffrekonstruktionen wurden in dieser Studie erhöhte Misserfolgsraten und erhöhte Plaqueakkumulation an der Kunststoffoberfläche beobachtet. Aus diesem Grunde empfehlen die Autoren Kunststoffrekonstruktionen nur provisorisch oder temporär einzusetzen.

Momentan ist die Datenlage in Bezug auf CAD/CAM Kunststoffinlays, nach unserem Wissen, sehr gering. Es liegen kaum Informationen bezüglich der Bruchlast- und dem Randspaltverhalten zu CAD/CAM gefertigten PMMA-Kunststoffinlays in Molaren vor. Vergleichbare Untersuchungen wurden aber mit Glaskeramikinlays unter verschiedenen Bedingungen durchgeführt [14-16]. Da es sich um okklusionstragende Molareninlays handelt ist die Bildung von Randspalten entscheidend für eine klinische Anwendung. Die Randspaltbildung kann mit einer Kausimulation simuliert werden [17]. Dabei werden die Prüfkörper mechanisch axial mit 49 N belastet. Parallel zur mechanischen Belastung wird ein Thermolastwechsel zwischen 5°C und 50°C durchgeführt, welcher einen zusätzlichen Stress für die Materialien darstellt.

Im Gegensatz zum Zahn und den Glaskeramikinlays, welche den Goldstandard für diese Versorgung darstellen, haben die Kunststoffe ein ganz anderes Verhalten bezüglich der Elastizität und Wärmausdehnung [18-21]. Deswegen wurden weitere experimentelle Materialien in die Untersuchung eingeschlossen, welche versuchen, die Eigenschaften von Kunststoffen und Keramik zu kombinieren [22]. Darunter befindet sich ein Material, welches zu 70% aus einer porösen Keramik besteht und dann mit einer Kunststoffmatrix gefüllt wird. Erste In-vitro-Studien zeigen, dass dieses vielversprechende Material sehr ähnliche mechanische Eigenschaften wie der natürliche Schmelz erreicht [22]. Elastizitätsmodul und Härte sind annähernd gleich, nur die Rückstellkräfte nach der Belastung sind bei natürlichen Zähnen ausgeprägter. Bei gleicher Härte besteht der Vorteil, dass auch die Abrasion im

Gebiss gleichmässig ist. Die insgesamt sechs untersuchten Gruppen stellen damit einen fließenden Übergang von der erprobten Glaskeramik bis zum aus 99% aus organischer Matrix bestehenden Kunststoff dar.

Neben der Bruchlaststabilität, ist die Haftung zwischen den industriell polymerisierten Kunststoffen und den Befestigungsmaterialien eine weitere Herausforderung. Die standardisiert polymerisierten Kunststoffe weisen einen sehr geringen Restmonomergehalt auf. Das führt dazu, dass nicht genügend freie Kohlenstoffdoppelbindungen vorliegen, die an die Kompositbefestigungsmaterialien anpolymerisieren können. Eine frühere Untersuchung zeigte, dass die Haftung von industriell polymerisierten Kunststoffen sehr gering ist im Vergleich zur Haftung mit Glaskeramiken. Die besten Resultate wurden jedoch beim Sandstrahlen der Kunststoffoberfläche erreicht. Diese Erkenntnis wurde in dieser Untersuchung weiter verwendet [6]. Konventionelle Kompositbefestigungsmaterialien und selbstadhäsive Kompositbefestigungsmaterialien repräsentieren den Standard zum Befestigen von Inlays und sollen die Gesamtstabilität des Systems von Zahn, Befestigungsmaterial und Restauration wiederherstellen [23-25, 30]. Die Untersuchung der Zementfuge bei Klasse II-Kavitäten ist eine adäquate Methode, um eine Aussage über die Integrität einer Versorgung zu machen [15, 26-28].

Der in dieser Untersuchung verwendete Bruchlasttest soll die vestibuläre und orale Wand des Zahns belasten. Dadurch wird dem stabilisierenden Effekt der Versorgung Rechnung getragen [29-33]. Für diese Belastung wird eine Stahlkugel verwendet, die dann den Zahn axial belastet. Zuletzt sollen verschiedene Frakturtypen analysiert werden um Aufschluss darüber zu geben, mit welchem Aufwand eine erneute Versorgung möglich ist.

Zusammenfassend war das Ziel dieser Untersuchung, CAD/CAM verarbeitete Kunststoffinlays sowie neuartige Materialien bezüglich der Zementfuge und der Bruchlast einerseits mit den etablierten CAD/CAM Glaskeramikinlays, andererseits mit einer direkten Kompositfüllung zu vergleichen. Die Nullhypothese dieser Arbeit lautete, es gibt zwischen allen Gruppen keine Unterschiede in Bezug auf die Bruchlast, das Randspaltverhalten sowie der Frakturmuster.

3. Material und Methode

Tabelle 1 zeigt den Untersuchungsablauf für alle untersuchten Gruppen.

Gruppe	EVA	SVA	RVA	ARX	AAC	FOP
	Sockeln der unpräparierten Zähne					
	Präparation der mod Kavitäten					
	Optische Abformung					Direktes Füllen der mod Kavität mittels Komposit
	CAD/CAM Herstellung der mod Inlays					
	Einsetzen der CAD/CAM Inlays					
	Politur der Restaurationen					
	Initiale Abformung für die Randspaltauswertung mittels REM					
	Belastung der Proben im Kausimulator					
	Terminale Abformung für die Randspaltauswertung mittels REM					
	Axiale Belastung bis zur Fraktur und Auswertung von Bruchlast und Frakturtyp					

Tabelle 1: Versuchsaufbau und Auswertung der Testgruppen

3.1. Vorbereitung und Herstellung der Prüfkörper

Als Prüfkörper für diese In-vitro-Studie dienten 72 kariesfreie menschliche obere Molaren, welche nach der Extraktion gereinigt und für 7 Tage bei Raumtemperatur in eine 0.5% Chloramin T Lösung eingelegt wurden [34]. Die Zähne wurden dann mithilfe einer Halteapparatur mittels einem autopolymerisierenden



Abb. 1: Zahn mit Sockel

Prothesenkunststoff (Palapress, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) auf Aluminiumsockeln eingebettet (Abbildung 1). Die Kaufläche sollte möglichst über dem Sockel zentriert und die Wurzeln bis 4 mm unter der Schmelz-Dentin-Grenze eingebettet sein, um beim späteren Bruchlastversuch eine vergleichbare vertikal einwirkende Kraft zu ermöglichen (Abbildung 2). Unter permanenter Wasserkühlung

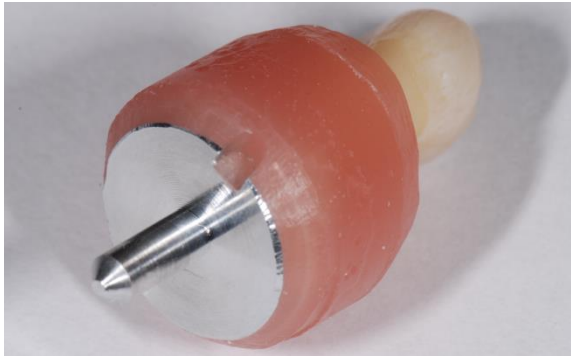


Abb. 2: Zahn in Kunststoff befestigt



Abb. 3: Präparation der Kavität

wurden dann mesial-okklusale-distale Kavitäten (mod) gleicher Grösse präpariert (Abbildung 3), ohne im Schmelz eine Anschrägung anzubringen. Im okklusalen Bereich wurde 1 mm Abstand zu den Höckerspitzen eingehalten um die Ausdehnung der Kavität festzulegen. Der approximale Kasten wurde jeweils mesial bis 1 mm oberhalb der Schmelz-Dentin-Grenze präpariert, distal jeweils bis 1 mm unterhalb. Präpariert wurde unter einem Binokular mit zwölfacher Vergrößerung (Stemi 1000, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) im ersten Schritt mit einem rauhen 80 µm Diamantbohrer (Nr.8422, Intensiv SA, Grancia, Schweiz), und zum Abschluss mit einem 25 µm Finierer

(Nr.3526, Intensiv SA, Grancia, Schweiz). Die präparierten Zähne wurden anschliessend zufällig in sechs Gruppen (n=12) eingeteilt (Tabelle 1 und 2).

Gruppe 1 **EVA**, positive Kontrollgruppe: Inlays aus Glaskeramik (Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), eingesetzt mit einem konventionellen Kompositbefestigungsmaterial (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Gruppe 2 **SVA**: Inlays aus Glaskeramik mit verbesserter Polierbarkeit (experimentelle Softkeramik, Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland) eingesetzt mit einem konventionellen Kompositbefestigungsmaterial (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- Gruppe 3 **RVA:** Inlays aus einer kunststoffinfiltrierten Glaskeramik (RIC, Resin Infiltrated Ceramic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) eingesetzt mit konventionellem Kompositbefestigungsmaterial (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Gruppe 4 **ARX:** Inlays aus einem auf PMMA basierenden Kunststoff (artBloc Temp, Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland), eingesetzt mit einem selbstadhäsiven Kompositbefestigungsmaterial (RelyX Unicem, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland)
- Gruppe 5 **AAC:** Inlays aus einem auf PMMA basierenden Kunststoff (artBloc Temp, Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland), eingesetzt mit einem konventionellen Kompositbefestigungsmaterial (artCemGI, Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland)
- Gruppe 6 **FOP,** negative Kontrollgruppe: Die Kavität wurde mit einem Nanofüllerkomposit versorgt (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland), Haftverbund mit Schmelzätzung und einem aus zwei Phasen bestehenden Dentinhaftvermittler (Optibond FL, Kerr, Bioggio, Schweiz).

Die präparierten Zähne wurden zur Herstellung der CAD/CAM Inlays mit einer CEREC 3D Kamera (Sirona, Bensheim, Deutschland) eingescannt (Abbildungen 4 und 5) eingescannt. Anschliessend wurde die Rekonstruktion mit der Software (InLab 3D, Programmversion 3.65, Sirona, Bensheim, Deutschland) konstruiert.

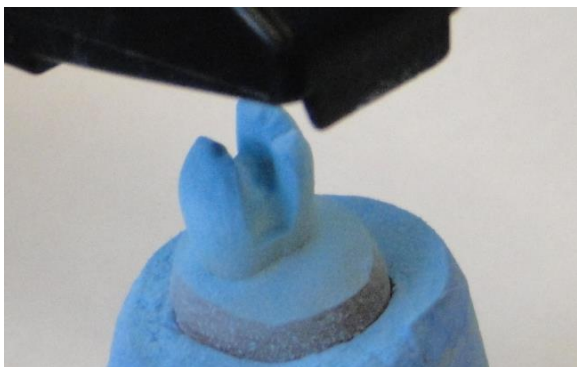


Abb. 4: optische Abdrucknahme

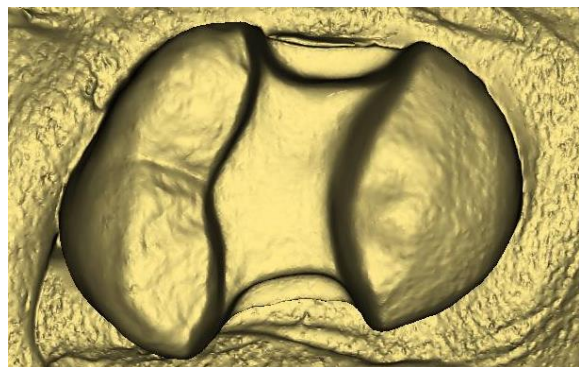


Abb. 5: Gestaltung der Rekonstruktion

Dann wurden die Daten per Funk an die CAD/CAM Maschine (InLab MC XL Schleifeinheit, Sirona, Bensheim, Deutschland) gesendet und die Rekonstruktionen formgeschliffen. Die Kunststoffinlays wurden an der Klebefläche mit 50 µm Al₂O₃ für 10 s mit einem Druck von 2 bar und einem Abstand von 10 mm (LEMAT NT4, Wassermann, Hamburg, Deutschland), wie in einer früheren Studie bereits berichtet, sandgestrahlt [6]. Alle Inlays wurden unter Einhaltung der Angaben der Hersteller (Tabelle 2) und mithilfe einer Ultraschallspitze befestigt (Abbildung 6). Bevor die Zähne der negativen Kontrollgruppe FOP mittels Inkrementfülltechnik [28] mit einem direkten Komposit versorgt wurden, wurde eine 0.5 mm breite Anschrägung entlang des okklusalen Präparationsrandes angebracht. Die Kavitätenränder aller Zähne wurden mit 15 µm Diamantbohrern (Nr. 4274, Intensiv SA, Grancia, Schweiz) unter permanenter Wasserkühlung ausgearbeitet. Die Ränder wurden jeweils 60 s mit Sof-Lex disks (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) in vier verschiedenen Rauigkeiten in absteigender Reihenfolge poliert (Abbildung 7). Die Hochglanzpolitur wurde mit einer Polierbürste (Occlubrush, Kerr, Bioggio, Schweiz) und einer Keramikpolierpaste (Vita Karat, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) ausgeführt [35].



Abb. 6: Befestigung eines Inlays



Abb. 7: Politur der Restauration

Gruppe	EVA	SVA	RVA	ARX	AAC	FOP
Art der Rekonstruktion	Glas-keramik CAD/CAM Inlay	Glas-keramik CAD/CAM Inlay	Kunststoff - infiltriertes Glas-keramik CAD/CAM Inlay	CAD/CAM Kunststoffinlay		Direktes Komposit
Material der Rekonstruktion	Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, LOT L60040): Leuzit-verstärkte Glas-keramik	Softkeramik (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland, LOT 2009)	RIC, Resin Infiltrated Ceramic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)	artBloc Temp (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland, LOT 33908): PMMA Kunststoff ohne Füller		Filtek Supreme (3M ESPE, Seefeld, Deutschland, LOT 9YR): Nanofüller Komposit
Adhäsion am Zahn	Phosphorsäure (Ultra-Etch, Ultradent Products INC, South Jordan, USA, LOT B6C6R) Schmelz 30 s Syntac Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Primer (LOT J28035): TEGDMA, Maleinsäure, Dimethacrylat, Wasser Adhäsiv (LOT J27820): PEGDMA, Maleinsäure, Glutaraldehyd, Wasser Heliobond (LOT G09457): Bis-GMA, Dimethacrylat, Initiatoren, Stabilisatoren Lichthärten 40 s			Phosphorsäure (Ultra-Etch) Schmelz 30 s	Phosphorsäure (Ultra-Etch) Schmelz 30 s artCem ONE (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland, LOT 5811037)	Phosphorsäure (Ultra-Etch) Schmelz 30 s Dentin 15 s Optibond FL (Kerr, Bioggio, Schweiz) Primer (LOT 3204465): HEMA, Ethylalkohol, Wasser Adhäsiv (LOT 3215399): HEMA, Dinatrium-Hexafluoro-silikat, Methacrylates ter-Monomere, inerte Füller, Wasser Lichthärten 40 s
Adhäsion am	4.9% Flusssäure (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland, LOT 31160) 60 s			Sandstrahlen mit Aluminiumpulver (50 µm) (LEMAT NT4, Wassermann, Hamburg,		Fülltechnik mit 8 Inkrementen

Inlay	Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, LOT J17658) Heliobond (LOT G09457)	Deutschland) 10 s, 2 Bar, 10 mm Abstand		Lichthärten 8x30 s
Befestigungs-material	Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, LOT K41833/K39878): Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Benzoylperoxid, Anorganische Füller, Ytterbium Trifluorid, Ba-Al Fluorosilikatglas, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente Lichthärten 300 s	RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Deutschland, LOT 352469): Pulver: alkalische Füller, silanisierte Füller, Peroxy Komponenten, Pigmente, substituiertes Pyrimidine Flüssigkeit: Methacrylat-monomere mit Phosphorsäure-gruppen, Acetat, Initiatoren, Stabilisatoren	artCem GI (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland, LOT 7806520): Pulver: Barium-Aluminium-Silikatglas, Nanofluorapatit, Pigmente, Initiatoren Flüssigkeit: Polysäure, Methacrylate, Initiatoren, 2-hydroxyethyl-methacrylat, Dimethacrylat, Initiatoren, Stabilisatoren	

Tabelle 2: Abkürzungen, Materialien mit LOT Nummern, Ablauf der Befestigung

3.2. Randspaltmessung

Vor (initial) und nach (terminal) simulierter Alterung wurden von jedem Zahn drei



Abb. 8: Abdrucknahme

Abformungen jeweils mesial, distal und okklusal mit einem A-Silikon (President, Coltène/Whaledent, Schweiz) genommen (Abbildung 8). Die Abformungen wurden mit einem autopolymerisierenden Kunststoff (PalaXpress, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) ausgegossen und mit Gold besputtert (SCD 030, Balzers Union,

Balzers, Liechtenstein) (Abbildung 9). Der Randspalt wurde im Rasterelektronenmikroskop (Amray 1810/T, Amray, Bedford; MA, USA) unter einer Vergrößerung von 200 x ausgewertet [36]. Es wurden zwei Interfaces gemessen, das erste jeweils zwischen dem Zahn und dem Befestigungsmaterial, das zweite zwischen dem Befestigungsmaterial und dem Werkstück. Eine Ausnahme bildet die



Abb. 9: Abdruck und Replika vor dem Besputtern

Gruppe FOP, welche aufgrund der direkten Komposits nur ein Interface zwischen Zahn und Füllung besitzt. Unterschieden wurde zwischen kontinuierlichem Rand (kein Riss, ohne Unterbruch der Klebefuge) und unkontinuierlichem Rand (adhäsive oder kohäsive Imperfektionen und Risse, Frakturen im unmittelbar anliegenden Schmelz oder Werkstück (Abbildung 17) [36].

3.3. Kausimulation

Die Kausimulation wurde in einem Kausimulator der Universität Zürich durchgeführt (Abbildung 10) [18]. Die Proben wurden mit einer Kraft von 49 N belastet, mit einer Frequenz von 1.67 Hz für eine Dauer von 8.8 Tagen, was 1.2 Millionen Kauzyklen entspricht. Gleichzeitig wurde ein Thermolastwechsel alle 120 s mit Temperaturen von 5°C und 50°C durchgeführt. Insgesamt entsprach dies 6000 Thermolastzyklen.



Abb. 10: Der Kausimulator



Abb. 11: Zahn und Antagonist

Als Antagonist wurde ein palatinaler Höcker eines kariesfreien menschlichen oberen Molaren verwendet, welcher exakt die zentrale Fissur der rekonstruierten Zähne belastete (Abbildung 11). Auch die Antagonisten wurden permanent in Wasser aufbewahrt, um eine Austrocknung zu verhindern.

3.4. Messung der Bruchlast

Nach Abformung für die terminale Randspaltuntersuchung wurden die Proben in einer Universalprüfmaschine auf die Bruchlast geprüft (Zwick/Roell Z0101, Zwick, Ulm, Deutschland). Mit einer Geschwindigkeit von 1 mm pro Minute wurde die Kraft über eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 12 mm induziert. Um eine gleichmässige Kraftverteilung zu ermöglichen wurde eine Halteapparatur für die Proben hergestellt, um die Okklusion genau horizontal auszurichten, und es wurde eine 0.5 mm dicke Zinnfolie (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) zwischen Zahn und Stahlkugel platziert (Abbildung 12). So wurden die Kräfte auf die inneren Anteile der mesiobukkalen, mesiodistalen und palatinalen Höcker verteilt und wirkten entlang der Achse des Zahns. Die Bruchlast wurde bei einer Fraktur bzw. Abfall der maximalen Last (F_{max}) um mindestens 10% registriert.

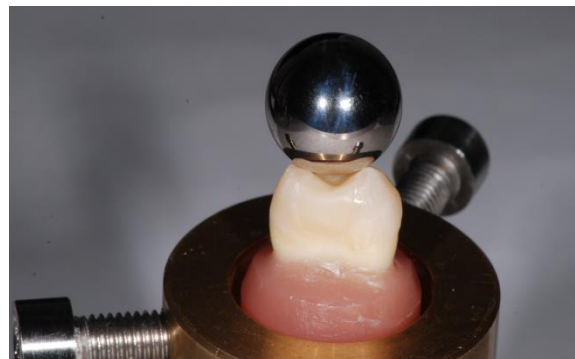


Abb. 12: Belastung durch Stahlkugel

3.5. Frakturanalyse

Es wurden fünf verschiedene Frakturtypen unterschieden: Zahnfraktur (1), Inlayfraktur (2), Fraktur entlang der Klebefuge (3), Höckerfraktur (4), tiefe Fraktur (5). Das Kriterium der tiefen Fraktur beinhaltet einen Riss bis unter die Schmelz-Dentin-Grenze. Jeder Zahn erfüllt mindestens eines der Kriterien 1-3, und kann zusätzlich das Kriterium 4 und/oder 5 erhalten. Die Kriterien 4 und 5 weisen somit auf eine erschwerte Neuversorgung des Zahns hin. Zwei unabhängige Untersucher untersuchten die Frakturbilder mit einem Lichtmikroskop bei einer Vergrößerung von x25 (M3M, Wild, Heerbrugg, Schweiz).

3.6. Statistik

Die Daten wurden mit Microsoft Excel verwaltet und mit SPSS Version 19 (IBM, New York, NY, USA) analysiert. Die deskriptive Statistik, Mittelwerte, Standardabweichung und das zugehörige Konfidenzintervall (95% CI) wurden für jede Gruppe separat ausgewertet. Die Annahme einer Normalverteilung der Daten wurde durch den Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk Test überprüft. Mittels one-way ANOVA zusammen mit dem Scheffé post-hoc Test wurde der Bruchlastversuch ausgewertet. Unter Verwendung von three-way ANOVA wurde die Randspaltanalyse durchgeführt, unter Berücksichtigung des jeweiligen Interface, der Testgruppe und der initialen oder terminalen Werte. Aufgrund der statistisch signifikanten Interaktion der drei Variablen ($p < 0.001$), wurden die Testgruppen mittels one-way ANOVA und Scheffé Test separat ausgewertet für die beiden Interface. Die relativen Häufigkeiten bei der Frakturanalyse wurden durch den χ^2 Test ausgewertet. Resultate der statistischen Analyse mit einem p-Wert kleiner als 0.05 wurden als statistisch signifikant betrachtet [37].

4. Resultate

4.1. Bruchlastversuch

Die statistisch ermittelten Werte mit der Standardabweichung sowie den Konfidenzintervallen der gemessenen Bruchlastwerte sind in der Tabelle 3 festgehalten sowie in der Abbildung 13 dargestellt. Nach der Kausimulation und den terminalen Abdrücken wurden alle Prüfkörper auf Debondings und Frakturen untersucht, bevor sie zur Messung der Bruchlast zugelassen wurden. Es wurden alle 72 Prüfkörper in die Messung eingeschlossen. Bezüglich der Bruchlast wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Testgruppen gefunden ($p < 0.05$).

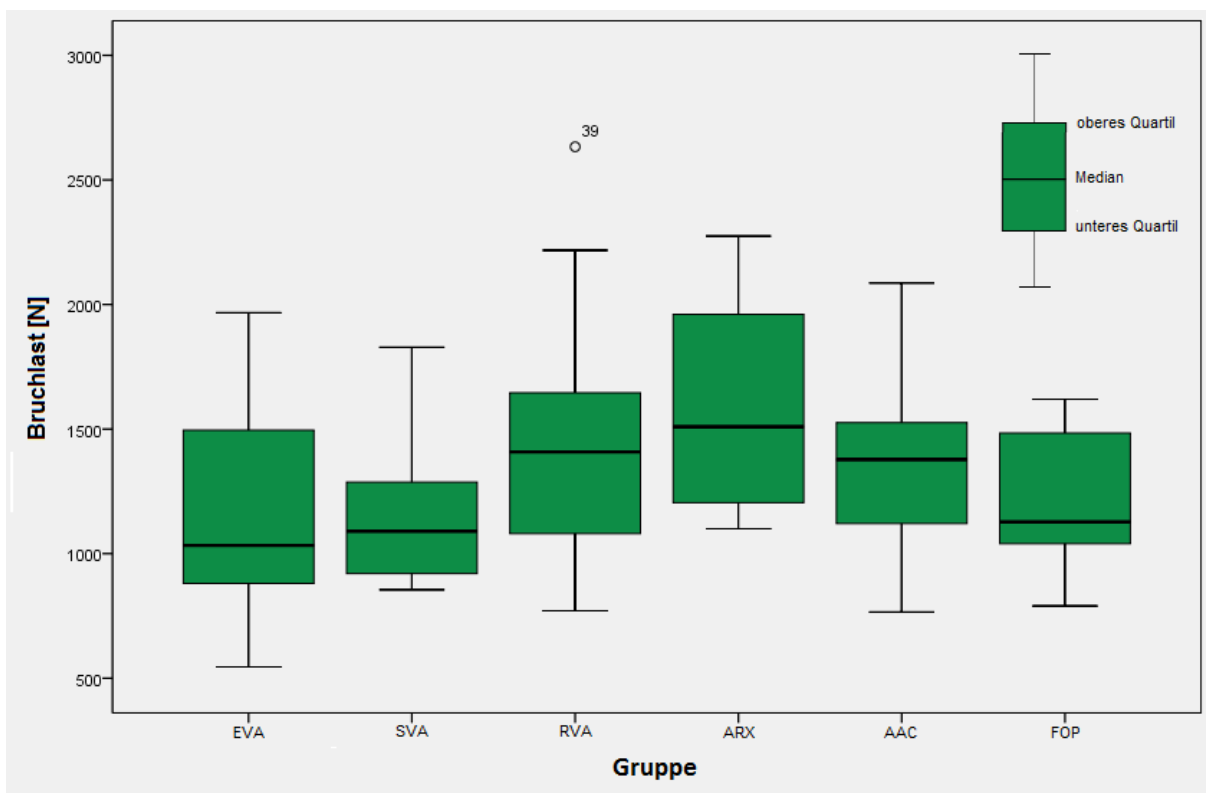


Abbildung 13: Box-plot-Darstellung der maximalen Bruchlastwerte [N] in den verschiedenen experimentellen Gruppen:

EVA = Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

SVA = Softkeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

RVA = Kunststoffinfiltrierte Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

ARX = PMMA + selbstadhäsives Kompositbefestigungsmaterial

AAC = PMMA + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

FOP = Nanofüllerkomposit

Gruppe	EVA	SVA	RVA	ARX	AAC	FOP
Mittelwert	1160	1160	1470	1593	1361	1219
Standardabweichung	412	294	536	409	376	267
95% Konfidenzintervall	898; 1421	973; 1346	1129; 1810	1333; 1853	1122; 1600	1049; 1388

Tabelle 3: Deskriptive Statistik des Bruchlastversuchs

4.2. Randspaltanalyse

Die Randspaltanalyse wird in den Abbildungen 14 und 15 dargestellt, die Werte sind den Tabellen 4 und 5 zu entnehmen. Abbildung 14 enthält die Auswertung des ersten Interface, gemessen zwischen Zahn und Befestigungsmaterial. Auch die Testgruppe FOP, welche nur ein Interface hat, ist in dieser Abbildung enthalten. Das erste Interface enthält vorwiegend Messungen zwischen Schmelz und Befestigungsmaterial, da aber im distalen Approximalkasten bis unter die Schmelz-Dentin-Grenze präpariert wurde, sind auch Messungen zwischen Dentin und Befestigungsmaterial vorhanden. Diese wurden ebenfalls separat ausgewertet, aber hier nicht dargestellt. Abbildung 15 enthält die Auswertung des zweiten Interface, bei dem alle Messungen zwischen Befestigungsmaterial und Werkstück vorgenommen wurden. Alle Gruppen erreichten für beide Interface über 90% kontinuierlichen Rand bei den initialen Messungen. Die Gruppen AAC und FOP schnitten signifikant schlechter ab verglichen zu den anderen Gruppen EVA, SVA, RVA, ARX (Abbildungen 14 und 15, blau). Die terminalen Resultate sind für alle Testgruppen und beide Interfaces signifikant schlechter verglichen mit den initialen Ergebnissen ($p < 0.05$) (Abbildungen 14 und 15, rot). Die positive Kontrollgruppe EVA, Glaskeramikinlay kombiniert mit konventionellem Kompositbefestigungsmaterial, sowie die Gruppe ARX, PMMA basiertes Kunststoffinlay kombiniert mit selbstadhäsivem Kompositbefestigungsmaterial, zeigten vergleichbare und sehr gute terminale Werte mit über 90% kontinuierlichem Rand. Die Gruppe RVA wies ebenfalls vergleichbare Werte am zweiten Interface, aber nicht am ersten auf. Bei der Testgruppe SVA mit initial guten Werten wurde durch die Kausimulation eine beträchtliche, signifikante Verminderung der Randqualität bewirkt, so dass diese Gruppe terminal ähnliche Werte wie die Gruppe AAC erreichte. Ebenso sind auch die terminalen Werte der negativen Kontrollgruppe FOP mit denen von AAC und SVA

vergleichbar. Des Weiteren wurde keine Korrelation zwischen den Bruchlastwerten und der Qualität der Ränder gefunden ($p < 0.05$).

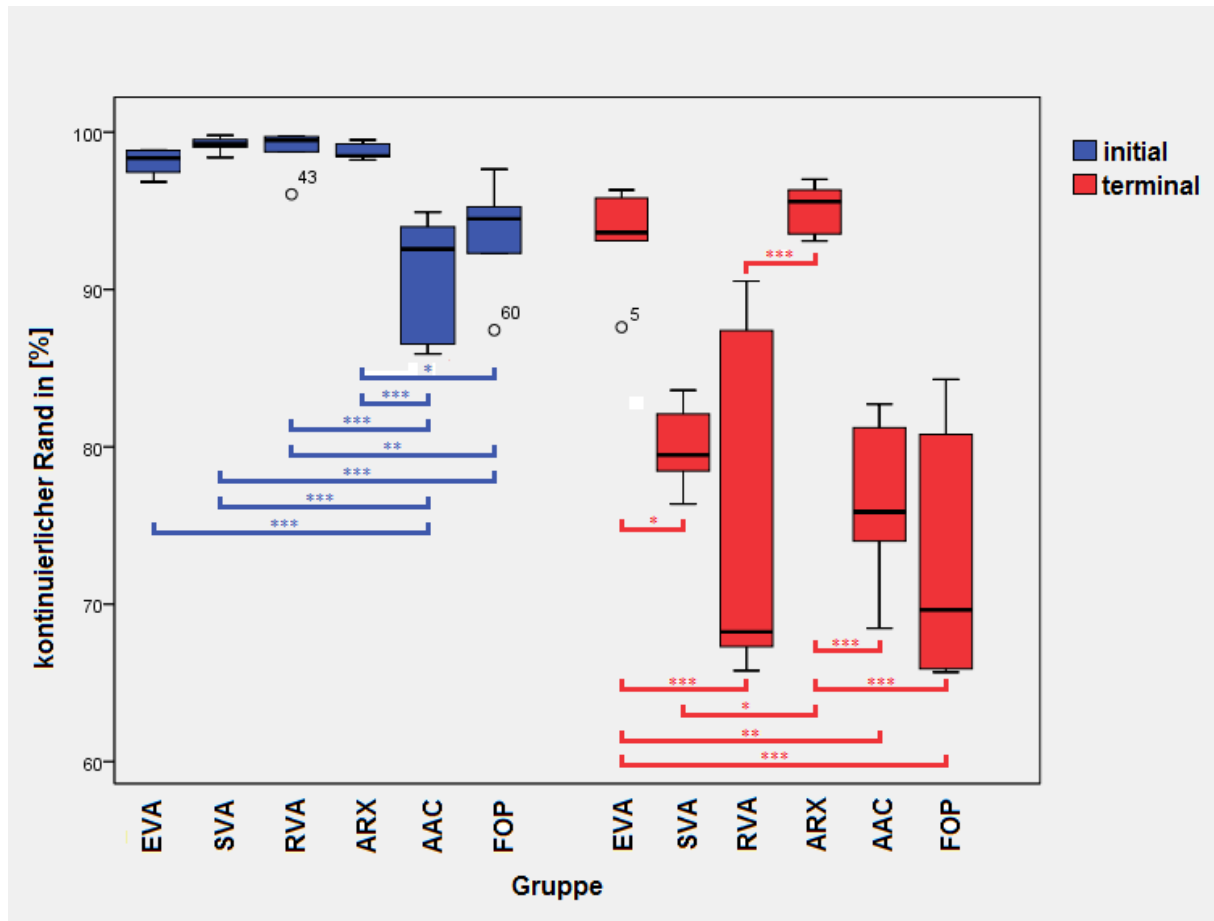


Abbildung 14: Box-plot-Darstellung der Anteile kontinuierlichen Randes [%] des ersten Interface in den experimentellen Gruppen vor (initial) und nach (terminal) Belastung in der Kaumaschine. Gruppen, die mit einer Linie verbunden sind unterscheiden sich signifikant, * entspricht ($p < 0.05$), ** entspricht ($p < 0.005$), *** entspricht ($p < 0.001$).

EVA = Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

SVA = Softkeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

RVA = Kunststoffinfiltrierte Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

ARX = PMMA + selbstadhäsives Kompositbefestigungsmaterial

AAC = PMMA + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

FOP = Nanofüllerkomposit

Gruppe	EVA	SVA	RVA	ARX	AAC	FOP
Mittelwert initial	98.1	99.2	98.9	98.7	91.1	93.6
Standardabweichung initial	0.8	0.5	1.4	0.5	3.9	3.5
95% Konfidenzintervall initial	97.3; 98.9	98.7; 99.7	97.3; 100.3	98.2; 99.2	87.0; 95.2	89.9; 97.3
Mittelwert terminal	93.3	79.5	74.2	95.1	76.0	72.2
Standardabweichung terminal	3.2	2.5	11.3	1.6	5.2	8.1
95% Konfidenzintervall terminal	89.8; 96.4	76.7; 82.3	62.2; 86.2	93.4; 96.8	70.6; 81.5	63.8; 80.7

Tabelle 4: Deskriptive Statistik der Randspaltauswertung des 1. Interface

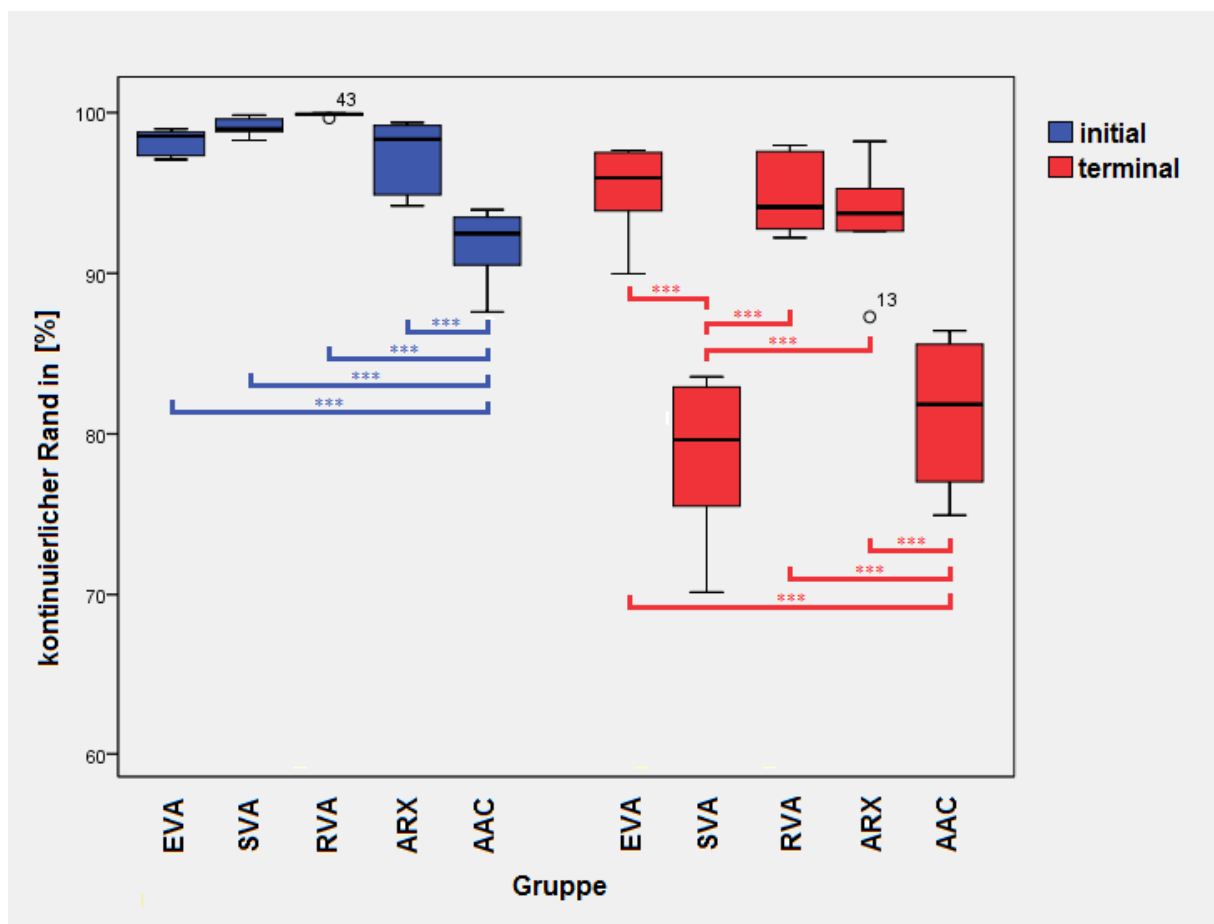


Abbildung 15: Box-plot-Darstellung der Anteile kontinuierlichen Randes [%] des zweiten Interface in den experimentellen Gruppen vor (initial) und nach (terminal) Belastung in der Kaumaschine. Gruppen, die mit einer Linie verbunden sind unterscheiden sich signifikant, * entspricht ($p < 0.05$), ** entspricht ($p < 0.005$), *** entspricht ($p < 0.001$).

Gruppe	EVA	SVA	RVA	ARX	AAC
Mittelwert initial	98.2	99.1	99.8	97.4	91.7
Standardabweichung initial	0.8	0.6	0.1	2.3	2.4
95% Konfidenzintervall initial	97.4; 99.0	98.5; 99.7	99.7; 99.9	95.0; 99.8	89.3; 94.2
Mittelwert terminal	95.2	78.6	94.8	94.5	81.0
Standardabweichung terminal	2.9	5.0	2.5	2.2	4.6
95% Konfidenzintervall terminal	92.1; 98.2	73.3; 83.8	92.2; 97.4	92.2; 96.8	76.2; 85.8

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Randspaltauswertung des 2. Interface

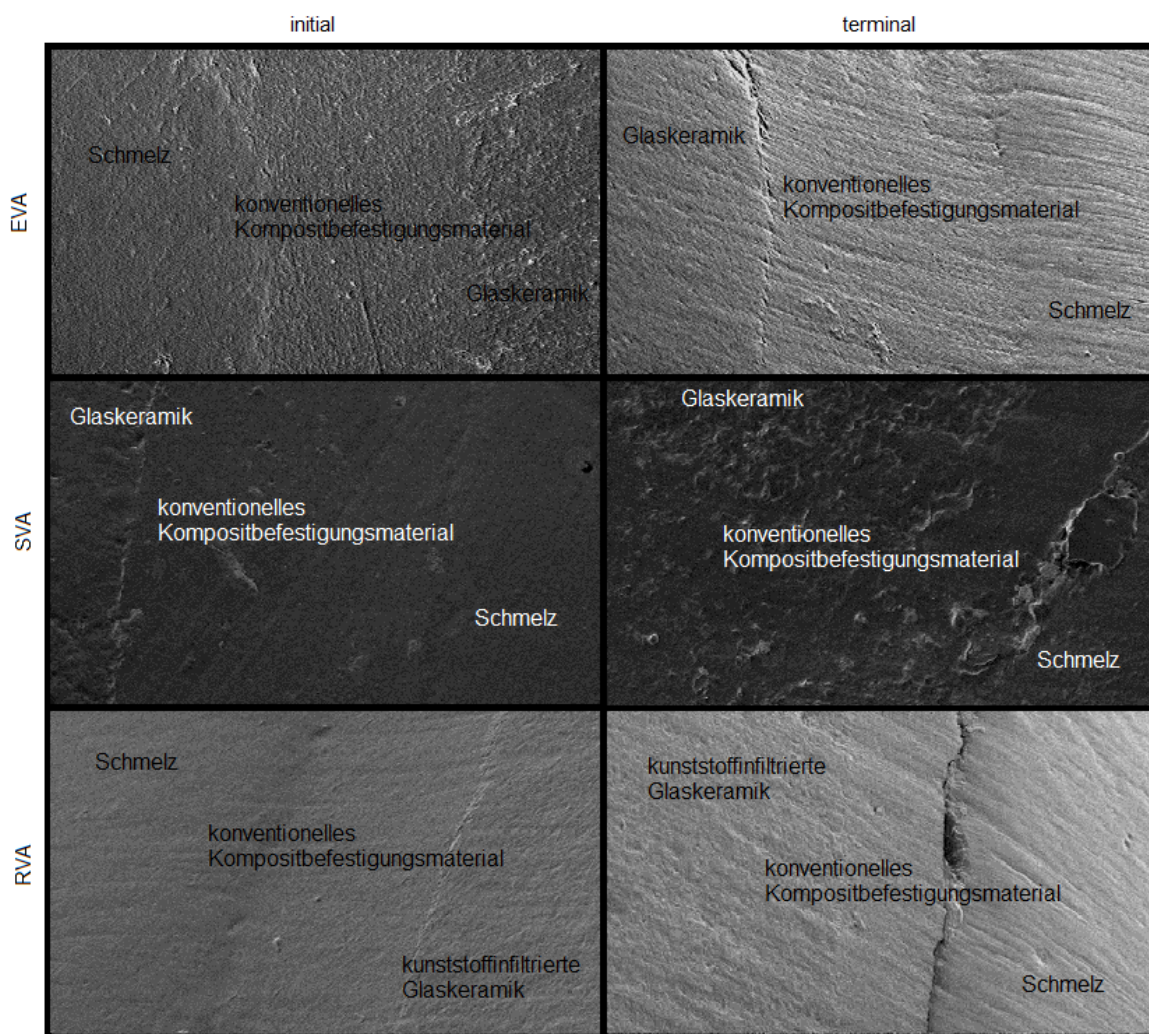
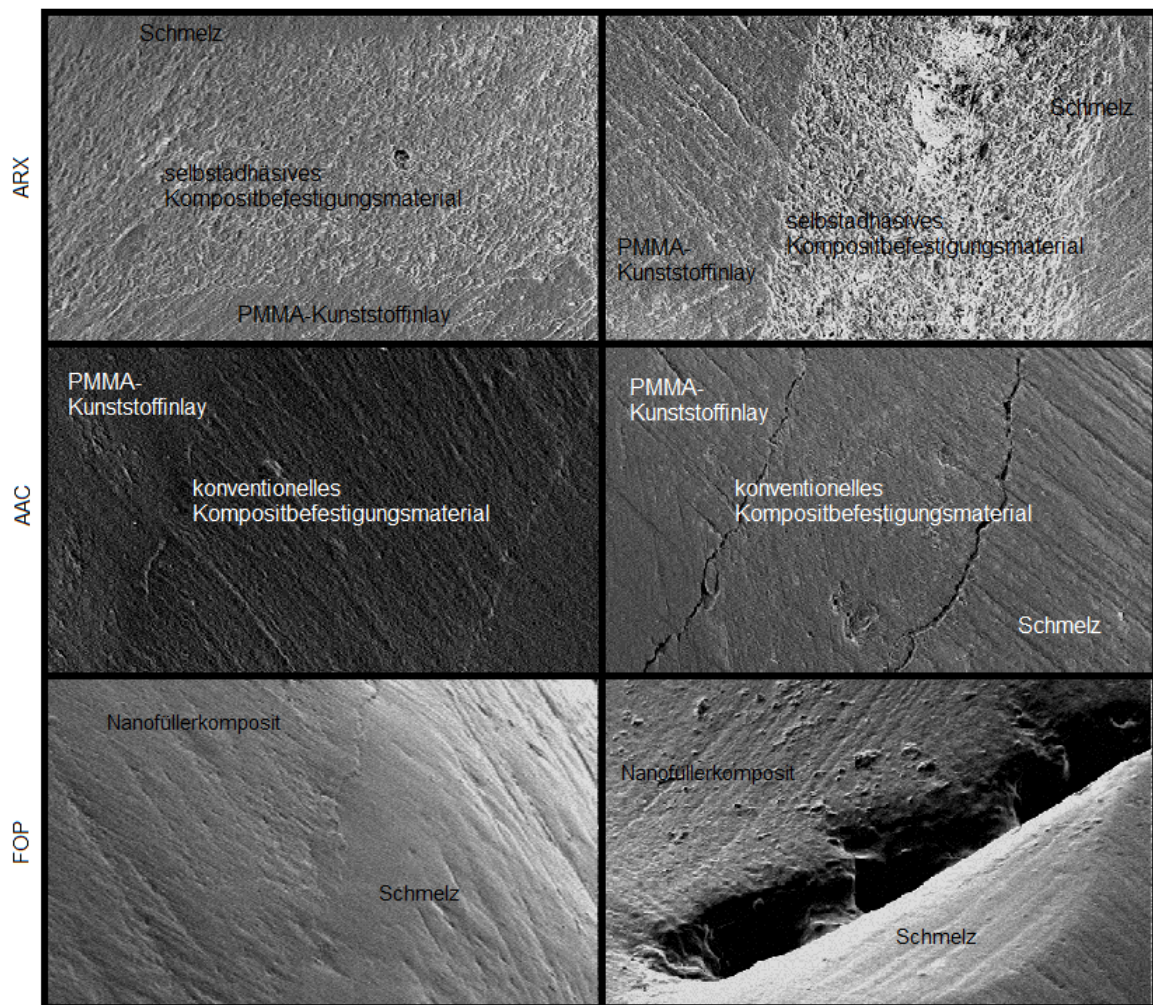


Abbildung 16: Darstellung der Klebefuge im Rasterelektronenmikroskop, Vergrößerung 200 x.

EVA = Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial
SVA = Softkeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial
RVA = Kunststoffinfiltrierte Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial



Fortsetzung Abbildung 16: Darstellung der Klebefuge im Rasterelektronenmikroskop, Vergrößerung 200 x.

ARX = PMMA + selbstadhäsives Kompositbefestigungsmaterial

AAC = PMMA + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

FOP = Nanofüllerkomposit

4.3. Frakturanalyse

Bezüglich tiefer Frakturen sowie Frakturen entlang der Klebefuge wurden keine Unterschiede zwischen den Testgruppen gefunden ($p < 0.05$). In den Gruppen SVA und FOP wurden aber vermehrt Inlay- respektive Kompositfrakturen, und in der Gruppe AAC weniger Inlayfrakturen festgestellt ($p < 0.05$). Die Gruppe SVA wies weniger Zahn- und Höckerfrakturen auf, währenddessen Zahnfrakturen vermehrt bei ARX auftraten ($p < 0.05$).

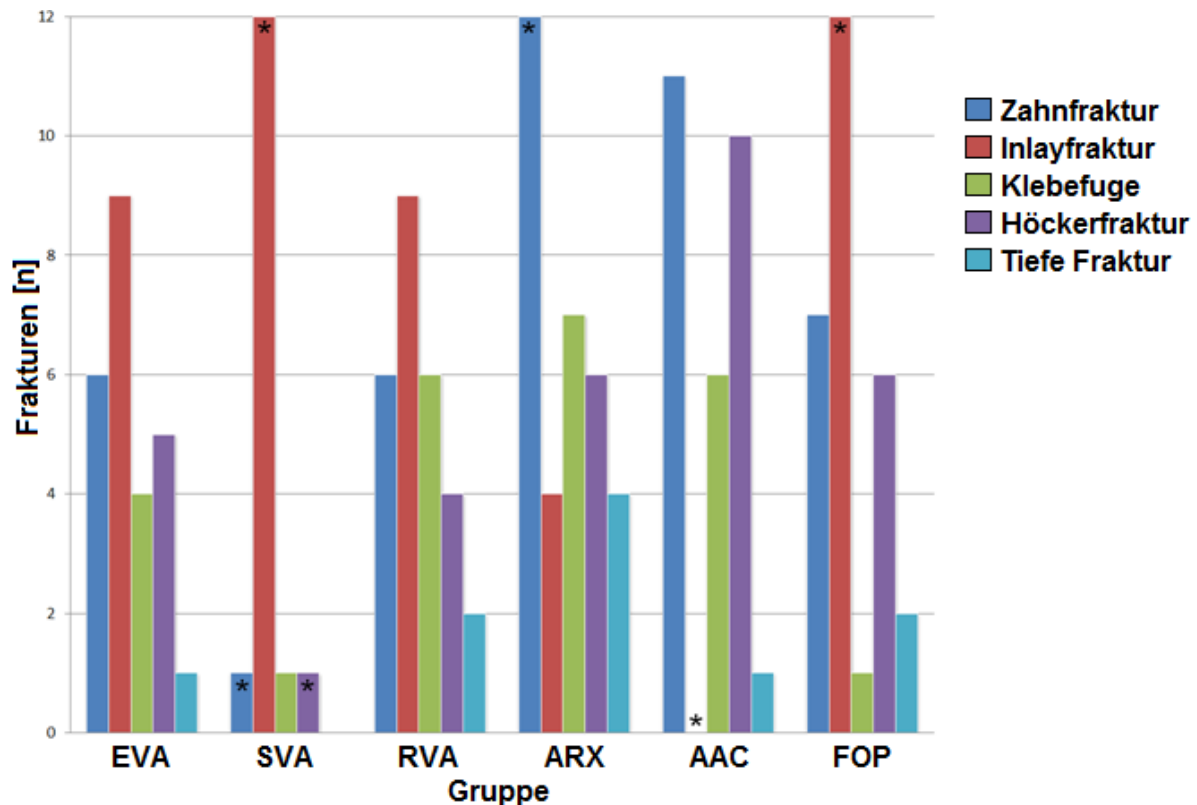


Abbildung 17: Anzahl unterschiedlicher Frakturtypen [n] in den experimentellen Gruppen:

EVA = Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

SVA = Softkeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

RVA = Kunststoffinfiltrierte Glaskeramik + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

ARX = PMMA + selbstadhäsives Kompositbefestigungsmaterial

AAC = PMMA + konventionelles Kompositbefestigungsmaterial

FOP = Nanofüllerkomposit

5. Diskussion

Die Kavitätenklasse II nach Black oder mesial-okklusal-distale (mod) Kavität bei Molaren ist in der Klinik eine häufig vorgefundene Kavitätenform bei der Versorgung kariöser Läsionen. Die Schwächen einer direkten Füllung mit Komposit sind ausgeprägter, je grösser der zu versorgende Defekt ist [38, 39]. Aus diesem Grund besteht die Nachfrage nach einer dauerhaften Versorgung, welche weniger zu Frakturen, Randspaltbildung und Verfärbungen neigt. Diese Nachfrage wurde durch die Herstellung von Inlays des Zahntechnikers abgedeckt. Durch die Entwicklung der CAD/CAM Systeme wurde es möglich, die Kavität innerhalb einer Sitzung zu versorgen und Kosten zu sparen. Die in dieser Untersuchung eingeschlossenen neuartigen CAD/CAM Materialien wurden aus diesem Grund einerseits mit der direkten Füllung verglichen, andererseits mit einer Glaskeramik, welche momentan den Goldstandard für CAD/CAM gefertigte Inlays darstellt. Ziel der Untersuchung war es, die neuartigen, ganz oder teilweise auf Kunststoff basierenden CAD/CAM Materialien in Bezug auf Randspaltbildung und Stabilisation des Zahnes mit Bruchlastversuch und Frakturanalyse nach einer Kausimulation zu testen.

In allen Gruppen war eine signifikante Randspaltbildung bedingt durch die Kausimulation vorhanden, sowohl zwischen dem Schmelz und dem Befestigungsmaterial, aber auch zwischen der Restauration und dem Befestigungsmaterial. Auch die direkten Komposite verzeichneten eine deutliche Randspaltbildung. Die bereits initial vorhandenen unkontinuierlichen Ränder weisen auf Schwächen der adhäsiven Befestigungsmaterialien sowie auf Stress beim Abbinden oder Polymerisieren hin [40]. Die Kausimulation belastete die Rekonstruktion und bewirkte damit durch die elastische Verformung einen Stress auf die Zementfuge. Ebenso bewirkte der Thermolastwechsel eine Wärmeexpansion von Zahn, Befestigungsmaterial und Restauration. Die Auswirkungen der mechanischen Belastung und des Thermolastwechsels auf die Randqualität wurde auch in anderen Studien beobachtet [41, 42]. Die Resultate dürfen nur mit Vorsicht mit einer In-vivo-Untersuchung verglichen werden, da die Kaumaschine bezüglich des Abtrags durch die Schmelzantagonisten stark streut und die 1.2 Millionen Zyklen nur ungefähr einer Tragedauer von fünf Jahren entspricht [43].

Das in der Gruppe ARX zum Einkleben von PMMA-basiertem Material verwendete selbstadhäsive Kompositbefestigungsmaterial erreichte vergleichbare Werte mit dem

in der Gruppe EVA verwendeten adhäsiven Befestigungsmaterial zum Einkleben der Keramikinlays. Diese beiden Gruppen schnitten in der Untersuchung am besten ab, wobei an dieser Stelle die vereinfachte Handhabung von RelyX Unicem erwähnt werden soll. Die experimentelle Keramik mit verbesserter Polierbarkeit SVA und die Kunststoffinfiltrierte Glaskeramik RVA wurden mit demselben adhäsiven Befestigungsmaterial eingesetzt, der in der positiven Kontrollgruppe EVA verwendet wurde. Obwohl die beiden Gruppen vor der Kausimulation keine Unterschiede zu EVA und ARX zeigten, so wurde nach der thermo-mechanischen Belastung eine deutliche Randspaltbildung zwischen Zahn und Befestigungsmaterial gemessen. Es wird vermutet, dass die Härte und Wärmeausdehnung der neuen Materialien dafür verantwortlich sind, dass das adhäsive Kompositbefestigungsmaterial Variolink II mehr Randspaltbildung entlang vom Schmelz zeigt als in der Gruppe EVA. Dies trotz der aktuellen Datenlage, dass die kunststoffinfiltrierte Glaskeramik ähnliche Eigenschaften wie der Zahn hat [22]. Zudem hatte die Gruppe SVA verminderte Werte zwischen Werkstück und Befestigungsmaterial. Ob für dieses Material eine bessere Konditionierung zur Verfügung steht, muss noch untersucht werden.

Die direkten Komposite der negativen Kontrollgruppe FOP und die mit einem weiteren adhäsiven Befestigungsmaterial eingesetzten PMMA-basierten Inlays zeigten bereits initial eine verminderte Randqualität verglichen mit den anderen Gruppen. Der Unterschied wurde prozentual gesehen noch deutlicher durch die Kausimulation. Die Resultate der Randspaltmessung widerlegen somit den ersten Teil der Nullhypothese.

Die quantitative Analyse im Rasterelektronenmikroskop mittels den besputterten Abformungen ermöglicht die Untersuchung des gesamten Randspalts einer Restauration. Allerdings gehen durch die Abformung, das darauf folgende Ausgiessen mit Epoxyharz und die Besputterung Informationen verloren. Des Weiteren besteht bei der Analyse ein Interpretationsspielraum, so konnte gezeigt werden, dass der gleiche Untersucher drei Wochen später dieselbe Probe an 1-9% der Stellen unterschiedlich bewertete [27].

Beim Bruchlastversuch wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden. Durch die axiale Belastung sollte der stabilisierende Effekt der Versorgung geprüft werden. Die ähnlichen Resultate aller Gruppen führen zu der Aussage, dass alle Rekonstruktionen den gleichen stabilisierenden Effekt bewirken,

oder aber dass die Kavitäten zu schmal waren und die oralen und vestibulären Wände des Zahns alleine für das Resultat verantwortlich sind. Allerdings sind die erreichten Bruchlastwerte dieser Untersuchung (896-1810 N) im Vergleich zu den Werten von unpräparierten Molaren (2156 ± 944 N) einer früheren Studie aus demselben Labor eher niedrig [44]. Dies deutet auf eine Schwächung des Zahnes durch die Kavität, obschon sie versorgt ist, hin.

Um die Grösse des stabilisierenden Effekts zu messen, müsste zusätzlich an Zähnen mit der gleichen Kavität, aber ohne Versorgung ein Bruchlasttest durchgeführt werden. Vom Ablauf des Bruchlasttests her wären diese Daten durchaus vergleichbar, da die Stahlkugel mit 12 mm Durchmesser die inneren Höckerabhänge unmittelbar unter der Höckerspitze belastete, und nicht die Versorgung. Eine vergleichbare Kausimulation ist aber wegen der fehlenden Versorgung nicht durchführbar. Die Werte des Bruchlastversuchs dürfen nur begrenzt auf In-vivo-Modelle übertragen werden, da der axiale Bruchlastversuch den komplexen Krafteinwirkungen im Mund nicht Rechnung tragen kann. Dies gilt auch für den Vergleich mit ähnlichen In-vitro-Studien, da stets unterschiedliche Konzepte zur Belastung und Präparationsrichtlinien angewendet werden.

Da keine Korrelation zwischen der Randspaltnessung und dem Bruchlastversuch gefunden wurde, besteht also kein Widerspruch, dass signifikante Unterschiede bei der Randspaltnessung aber keine beim Bruchlastversuch gemessen wurden. Tatsächlich scheint die Randqualität keinen Einfluss auf die mechanische Belastung des Systems Zahn-Befestigungskomposit-Rekonstruktion zu haben. Beispielsweise hatten die Gruppen AAC und FOP beide eine verminderte Randqualität, aber keine verminderten Bruchlastwerte, und dennoch wies FOP in allen Proben eine Fraktur in der Rekonstruktion auf, währenddessen bei AAC keine einzige Fraktur beobachtet wurde.

Die Frakturanalyse zeigte noch weitere signifikante Unterschiede auf. Zusammenfassend gab es bei den CAD/CAM Kunststoffinlays weniger Frakturen der Rekonstruktion, aber mehr Frakturen des Zahns im Vergleich zu den CAD/CAM Keramikinlays. Die höhere Elastizität der PMMA Materialien scheint den Effekt der Stabilisierung somit zu vermindern [38]. Möglicherweise schränkt dies die Anwendungen der ungefüllten Kunststoffmaterialien ein bei Kavitäten, welche von schmalen Wänden umgeben sind.

Heutzutage ist Keramik das Standardmaterial für CAD/CAM Inlayrestorationen. Die klinische Erfolgsrate, die Ästhetik und die Stabilisation des Zahnes sind bei adhäsiver Befestigung sehr gut [15, 16, 39], wogegen die direkten Komposits eine weniger gute Randqualität und Stabilisation der Restsubstanz des Zahnes aufweisen [39, 45]. Die Nachteile der ästhetischen Glaskeramiken liegen in häufig beobachteten Frakturen und Chippings [39, 45]. Dies wird ebenfalls durch die Frakturanalyse dieser Untersuchung angedeutet. Die Bruchlastwerte der Gruppe EVA stimmen gut überein mit den Resultaten anderer Studien [39, 45]. Dies erklärt, warum nach neuen Materialien mit erhöhter Risszähigkeit gesucht wird.

Wenn bei gleicher Randqualität und Bruchlast die Rekonstruktion in der Frakturanalyse häufiger bricht als der Zahn, so darf dies als Vorteil für das verwendete Material angesehen werden.

In der vorliegenden Studie wurden die Kunststoffmaterialien vor der Befestigung sandgestrahlt. Dieser Vorgang wurde durchgeführt, da die Kunststoffmaterialien dadurch im Zugversuch die höchsten Haftwerte erreichten [6]. Kombiniert mit dem selbstadhäsiven Kompositbefestigungsmaterial erreichte die experimentelle Gruppe [ARX] eine sehr gute Randqualität, vergleichbar mit anderen Messungen [15]. Eine weitere Untersuchung beobachtete bei dem Befestigungsmaterial RelyX Unicem schlechte Resultate bei der Randspaltmessung [46]. Möglicherweise hängt dies mit den verschiedenen Methoden der Aushärtung dieses dual polymerisierenden Befestigungsmaterials zusammen. Dies kann einen signifikanten Effekt auf die Schrumpfung haben [40] und somit auch die Randdichtigkeit beeinflussen.

6. Schlussfolgerung

Basierend auf den erhobenen Daten bei der Randspaltmessung, dem Bruchlastversuch und der Frakturanalyse scheinen PMMA CAD/CAM Inlays kombiniert mit einem selbstadhäsiven Kompositbefestigungsmaterial in schmalen Kavitäten, bei genügender Eigenstabilität des Zahnes als Langzeitversorgung geeignet zu sein. Die neuartigen Materialien müssen allerdings weiter in Bezug auf einen zuverlässigen Verbund zum Befestigungsmaterial untersucht werden. Der Stabilisierungseffekt der verbleibenden Zahnhartsubstanz ist bei allen Testgruppen bei der gegebenen Kavitätengrösse vergleichbar. Jedoch zeigen PMMA CAD/CAM Inlays einen anders gearteten Frakturtypus, der durch das niedrigere E-modul dieser Werkstoffe erklärt werden kann.

7. Literaturverzeichnis

1. Mörmann WH. The evolution of the CEREC System. J Amer Dent Assoc 2006;137:7S-13S.
2. Mörmann WH. Composite inlay: research model with potential for practical use? Quintessenz 1982;33:1891-1900.
3. Otto T. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Int J Prosthodont 2002;15:122-8.
4. Arnetzl G. Different ceramic technologies in a clinical long-term comparison. In: 243 Mörmann WH, ed. State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC. London: Quintessence 2006 pp.65-72.
5. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. Dent Mater 2011;27:339-347.
6. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle CHF. Effect of surface conditioning with air-abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements, J Prosthet Dent 2012;107:94-101.
7. Goncu Basaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. Acta Odontol Scand 2011;69:144-150.
8. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens Clin Oral Investig 2012 [epub ahead]

9. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Oper Dent* 2008;33:526-533.
10. Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater* 2009;25:1264-1268.
11. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int* 2009;40:125-133.
12. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays, *J Am Dent Assoc* 2005;136:1714-1723.
13. Lehmann F, Spiegl K, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Adhesively luted, metal-free composite crowns after five years. *J Adhes Dent* 2009;11:493-498.
14. Krifka S, Anthofer T, Fritzsche M, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent* 2009;34:32-42.
15. Frankenberger R, Kramer N, Appelt A, Lohbauer U, Naumann M, Roggendorf MJ. Chairside vs. labside ceramic inlays: effect of temporary restoration and adhesive luting on enamel cracks and marginal integrity. *Dent Mater* 2011;27:892-898.
16. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent* 2005;94:342-349.

- 17.Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:953-960.
- 18.Meyers MA, Chen PY, Lin AYM, Seki Y. Biological materials: structure and mechanical properties. Prog Mater Sci 2008;53:1-206.
- 19.Datzmann G. Cerec Vitablocs Mark II machinable ceramic. in: CAD/CAM in aesthetic dentistry; CEREC 10 Year Anniversary Symposium, Proceedings, ed Mörmann WH. Chicago: Quintessence 1996: pp 205-215.
- 20.Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials, properties and manipulation 8th ed. St. Louis, Missouri: Mosby, 2004: pp 23-26.
- 21.Toparli M, Gokay N, Aksoy T. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a threedimensional finite element method. J Oral Rehabil 2000;27:1077-1081.
- 22.He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dent Mater 2011;27:527-534.
- 23.Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. Dent Mater 2004;20:191-197.
- 24.Oilo G. Bond strength testing-what does it mean? Int Dent J 1993;43:492-498.
- 25.Blatz MB, Sadan A, Maltezos C, Blatz U, Mercante D, Burgess JO. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. Am J Dent 2004;17:169-172.
- 26.Behr M, Hansmann M, Rosentritt M, Handel G. Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. Clin Oral Investig 2009;13:459-464.

27. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 3 1989 pp 147-158
28. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 1991;7:107-113.
29. Tsitrou E, Helvatjoglou-Antoniades M, Pehinis K, van Noort R. Fracture strength of minimally prepared resin bonded CEREC inlays. *Oper Dent* 2009;34:537-43.
30. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent* 2008;99:131-40.
31. Dalpino PH, Francischone CE, Ishikiriama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent* 2002;15:389-94.
32. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent* 2001;14:216-20.
33. Arnetzl GV, Arnetzl G. Biomechanical examination of inlay geometries--is there a basic biomechanical principle? *Int J Comput Dent* 2009;12:119-30.
34. International Organisation for Standardization. ISO 11405:2003. Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure.
35. Krejci I, Lutz F, Boretti R. Resin composite polishing-filling the gaps. *Quintessence Int* 1999;30:490-495.
36. Gohring NT, Schonenberger KA, Lutz F. Potential of restorative systems with simplified adhesives: quantitative analysis of wear and marginal adaptation in vitro. *Am J Dent* 2003;16:275-282.
37. Wissenschaftliche Tabellen Geigy, Teilband Statistik, Basel, 1980.

- 38.Mehl A, Kunzelmann KH, Folwaczny M, Hickel R. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. J Adhes Dent 2004;6:239-245.
- 39.Hitz T, Özcan M, Gohring TN. Marginal adaptation and fracture resistance of root-canal treated mandibular molars with intracoronal restorations: effect of thermocycling and mechanical loading. J Adhes Dent 2010;12:279-286.
- 40.Kitzmuller K, Graf A, Watts D, Schedle A. Setting kinetics and shrinkage of self-adhesive resin cements depend on cure-mode and temperature. Dent Mater 2011;27:544-551.
- 41.Schmidlin PR, Huber T, Göhring TN, Attin T, Bindl A. Effects of total and selective bonding on marginal adaptation and microleakage of Class I resin composite restorations in vitro. Oper Dent 2008;33:629-635.
- 42.Haller B, Trojanski A. Effect of multi-step dentin bonding systems and resin-modified glass ionomer cement liner on marginal quality of dentin-bonded resin composite Class II restorations. Clin Oral Investig 1998;2:130-136.
- 43.Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. Dent Mater 2006;22:712-734.
- 44.Mörmann W, Wolf D, Ender A, Bindl A, Göhring T, Attin T. Effect of two-self-adhesive cements on maginal adaptation and strength of esthetic ceramic CAD/CAM molar crowns. J Prosthodont 2009;18:403-410.
- 45.Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, Internal git, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. J Prosthodont 2011;20:535-540.

46. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent Mater* 2007;23:218-225.

8. Verdankungen

Mein herzlicher Dank gilt allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben:

- Herrn Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin für die Leitung der Arbeit
- Herrn Dr. med. dent. Andreas Ender für die Überlassung des Themas und für die stetige Betreuung
- Frau Dipl. Ing. Bogna Stawarczyk für diverse Anregungen und Überarbeitung des Manuskripts
- Herrn Felix Schmutz für die Betreuung bei der Probenherstellung und Durchführung des Randspaltuntersuchs mit dem Rasterelektronenmikroskop